



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103370646 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201280008221. 2

G02B 23/26(2006. 01)

(22) 申请日 2012. 02. 07

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

2011-027091 2011. 02. 10 JP

CN 101067677 A, 2007. 11. 07,

JP 特开 2009-223183 A, 2009. 09. 24,

CN 101630058 A, 2010. 01. 20,

JP 特开 2010-276923 A, 2010. 12. 02,

US 2004/0240081 A1, 2004. 12. 02,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 08. 08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/000795 2012. 02. 07

张薇, 田维坚. 大焦深内窥镜光学系统涉

及. 《光学技术》. 2009, 第 35 卷 (第 4 期),

张薇, 田维坚, 张宏建. 二元变焦内窥镜光学

系统设计. 《光子学报》. 2010, 第 39 卷 (第 1 期),

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/108177 EN 2012. 08. 16

审查员 孙晓康

(73) 专利权人 HOYA 株式会社

地址 日本东京都新宿区中落合二丁目 7 番 5 号

(72) 发明人 藤井宏明

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司

公司 11314

代理人 程伟 王锦阳

(51) Int. Cl.

G02B 13/04(2006. 01)

A61B 1/00(2006. 01)

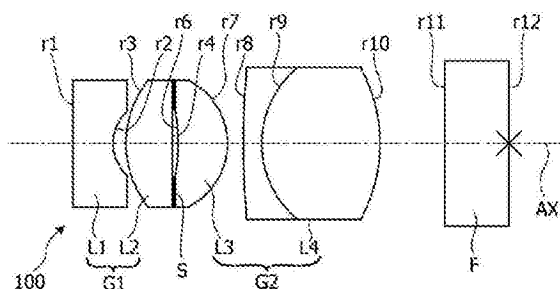
权利要求书1页 说明书20页 附图10页

(54) 发明名称

内窥镜光学系统以及内窥镜

(57) 摘要

一种内窥镜光学系统, 包括前组和后组, 所述前组和所述后组依次从物体侧布置, 使得孔径光阑布置在前组和后组之间, 其中前组包括依次从物体侧布置的负透镜和正透镜, 后组包括依次从物体侧布置的正透镜和胶合透镜, 并且当 f (单位: 毫米) 表示整个内窥镜光学系统的焦距时, EX (单位: 毫米) 表示从图像平面到出射光瞳的距离 (其在相对于图像平面的物体侧取负号), 并且 f_2 (单位: 毫米) 表示后组的焦距, 内窥镜光学系统满足条件: $-10 < EX/f < -6$ (1), 以及 $1.15 < f_2/f < 1.35$ (2)。



1. 一种内窥镜光学系统,包括:

前组;以及

后组,

所述前组和所述后组依次从物体侧布置,使得孔径光阑布置在所述前组和所述后组之间,

其中:

所述前组包括依次从所述物体侧布置的负透镜和正透镜;

所述后组包括依次从所述物体侧布置的正透镜和胶合透镜;

其特征在于,当单位为毫米的 f 表示整个内窥镜光学系统的焦距时,单位为毫米的 EX 表示从图像平面到出射光瞳的距离,所述距离在相对于图像平面的物体侧取负号,以及单位为毫米的 f_2 表示所述后组的焦距,所述内窥镜光学系统满足条件:

$-10 < EX/f < -6$ (1), 以及

$1.15 < f_2/f < 1.35$ (2)。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜光学系统,

其中当单位为毫米的 f_c 表示所述胶合透镜的焦距时,所述内窥镜光学系统满足条件:

$2 < f_c/f_2 < 3.2$ (3)。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜光学系统,

其中当单位为毫米的 f_1 表示所述前组的焦距时,所述内窥镜光学系统满足条件:

$-2.5 < f_1/f < -1.2$ (4)。

4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜光学系统,

其中当单位为毫米的 R_8 表示所述胶合透镜的物体侧表面的曲率半径且单位为毫米的 R_{10} 表示所述胶合透镜的图像侧表面的曲率半径时,所述内窥镜光学系统满足条件:

$-0.5 < R_{10}/|R_8| \leq 0$ (5)。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜光学系统,

其中当单位为毫米的 R_8 表示所述胶合透镜的物体侧表面的曲率半径且单位为毫米的 R_{10} 表示所述胶合透镜的图像侧表面的曲率半径时,所述内窥镜光学系统满足条件:

$|R_8|/R_{10} < -2$ (6)。

6. 根据权利要求 1 所述的内窥镜光学系统,

其中:

所述后组的所述正透镜为具有面向所述物体侧的凹面的正弯月形透镜;以及

当单位为毫米的 f_{21} 表示所述后组的所述正透镜的焦距且单位为毫米的 R_6 表示所述后组的所述正透镜的物体侧表面的曲率半径时,所述内窥镜光学系统满足条件:

$1.3 < f_{21}/f < 1.8$ (7), 以及

$-1 < f/R_6 < -0.3$ (8)。

7. 一种内窥镜,包括:

柔性插入管,具有设置在所述柔性插入管的尖端部的根据权利要求 1 到 6 中任一项所述的内窥镜光学系统。

内窥镜光学系统以及内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及具有适于观察体腔的光学性能的内窥镜光学系统,以及在其中安装有这样的内窥镜光学系统的内窥镜。

背景技术

[0002] 在医学技术领域,电子内窥镜是广为所知的并且被实际应用为观察病人体腔的器件。这种类型的内窥镜的实例如编号 HEI2-293709A (在下文中被称为专利文件 #1)、编号 HEI6-308381A (在下文中被称为专利文件 #2)、编号 HEI8-122632A (在下文中被称为专利文件 #3)、编号 2004-61763A (在下文中被称为专利文件 #4)、编号 2004-354888A (在下文中被称为专利文件 #5),以及编号 2007-249189A (在下文中被称为专利文件 #6) 的日本专利临时公开所述。内窥镜被设计成较为细小的,以便降低在插入病人体腔过程中给病人带来的负担。在专利文件 #1 到 #6 的每一个中,内窥镜光学系统的出射光瞳距离被缩短,以便降低内窥镜光学系统的直径。

发明内容

[0003] 在专利文件 #1 到 #6 的每一个中描述的内窥镜光学系统是基于内窥镜光学系统是用于具有少量像素的摄像器件的假设来设计的。然而,最近,在其中安装有具有大量像素的摄像器件(例如百万像素摄像器件)的电子镜已经被引入到实际应用中。

[0004] 在其中安装有百万像素摄像器件的电子镜中,每个像素的尺寸较小,并且光接收效率较低。因此,当在专利文件 #1 到 #6 的每一个中描述的内窥镜光学系统被应用于内窥镜时,由遮蔽引起的外围光线量的短缺变严重,这是因为进入摄像器件的外围部的光射线的入射角较大。即使对于在其上安装有微透镜阵列的摄像器件,也难以充分地抑制遮蔽。有一种可能性是可以通过增加微透镜阵列的精确度来充分地抑制遮蔽。然而,鉴于生产技术和生产成本方面,通过增加微透镜阵列的精确度来抑制遮蔽的策略无法轻易地应用。

[0005] 本发明的优点在于,它提供了一种适于抑制由遮蔽引起的外围光线量的短缺的内窥镜光学系统,以及提供一种具有这样的光学系统的内窥镜。

[0006] 根据本发明的一个方面,提供一种内窥镜光学系统,其包括前组和后组。所述前组和所述后组依次从物体侧布置,使得孔径光阑布置在前组和后组之间。前组包括依次从物体侧布置的负透镜和正透镜,后组包括依次从物体侧布置的正透镜和胶合透镜。当 f (单位:毫米)表示整个内窥镜光学系统的焦距时, EX (单位:毫米)表示从图像平面到出射光瞳的距离(其在相对于图像平面的物体侧取负号),并且 f_2 (单位:毫米)表示后组的焦距,内窥镜光学系统满足条件:

[0007] $-10 < EX/f < -6(1)$, 以及

[0008] $1.15 < f_2/f < 1.35(2)$ 。

[0009] 通过同时满足条件(1)和条件(2),可以设计具有广视场角的内窥镜光学系统以抑制其尺寸以便适于安装在具有小直径的内窥镜上,而同时保证在体腔内观察精细结构所

要求的光学性能。特别地,由于通过保证出射光瞳距离 EX 能够抑制相对于成像平面的光线入射角,因此即使图像形成在具有大量像素(例如百万像素)的摄像器件上时,由遮蔽引起的外围光线量的短缺也较少。此外,通过将内窥镜光学系统设计为非远心光学系统,同时抑制相对于成像平面的入射角,可以抑制内窥镜光学系统的直径,使其为小直径。

[0010] 为了在靠近成像平面的一侧上设置光学表面,并由此更适当地保证出射光瞳距离 EX,可配置内窥镜光学系统使得当 f_c (单位:毫米)表示胶合透镜的焦距时,内窥镜光学系统满足条件:

$$[0011] \quad 2 < f_c / f_2 < 3.2 (3)。$$

[0012] 为了更适当地校正像差(例如彗形像差和色差),可配置内窥镜光学系统使得当 f_1 (单位:毫米)表示前组的焦距时,内窥镜光学系统满足条件:

$$[0013] \quad -2.5 < f_1 / f < -1.2 (4)。$$

[0014] 为了更适当地保证出射光瞳距离 EX,可配置内窥镜光学系统使得当 R_8 (单位:毫米)表示胶合透镜的物体侧表面的曲率半径且 R_{10} (单位:毫米)表示胶合透镜的图像侧表面的曲率半径时,内窥镜光学系统满足下面表明的条件(5)或条件(6)。

$$[0015] \quad -0.5 < R_{10} / |R_8| \leq 0 (5)$$

$$[0016] \quad |R_8| / R_{10} < -2 (6)。$$

[0017] 为了更适当地校正像差(例如彗形像差和像散),可配置内窥镜光学系统使得后组的正透镜为具有面向物体侧的凹面的正弯月形透镜,并且当 f_{21} (单位:毫米)表示后组的正透镜的焦距且 R_6 (单位:毫米)表示后组的正透镜的物体侧表面的曲率半径时,内窥镜光学系统满足条件:

$$[0018] \quad 1.3 < f_{21} / f < 1.8 (7), \text{以及}$$

$$[0019] \quad -1 < f / R_6 < -0.3 (8)。$$

[0020] 根据本发明的另一个方面,提供一种包括柔性插入管的内窥镜,所述柔性插入管具有设置在柔性插入管的尖端部的以上所述的其中一种内窥镜光学系统。

[0021] 如上所述,根据本发明,提供了适于抑制由遮蔽引起的外围光线量的短缺的内窥镜光学系统以及具有这样的内窥镜光学系统的内窥镜。

附图说明

[0022] [图1] 图1显示根据本发明的实施方案的电子镜的外观。

[0023] [图2] 图2为根据本发明的实施方案(实例1)的内窥镜光学系统以及位于内窥镜光学系统的下游侧的光学部件的截面图。

[0024] [图3] 图3A到图3D为显示根据本发明的实例1的内窥镜光学系统的像差的曲线图。

[0025] [图4] 图4为根据本发明的实例2的内窥镜光学系统以及位于内窥镜光学系统的下游侧的光学部件的截面图。

[0026] [图5] 图5A到图5D为显示根据本发明的实例2的内窥镜光学系统的像差的曲线图。

[0027] [图6] 图6为根据本发明的实例3的内窥镜光学系统以及位于内窥镜光学系统的下游侧的光学部件的截面图。

[0028] [图 7] 图 7A 到图 7D 为显示根据本发明的实例 3 的内窥镜光学系统的像差的曲线图。

[0029] [图 8] 图 8 为根据本发明的实例 4 的内窥镜光学系统以及位于内窥镜光学系统的下游侧的光学部件的截面图。

[0030] [图 9] 图 9A 到图 9D 为显示根据本发明的实例 4 的内窥镜光学系统的像差的曲线图。

[0031] [图 10] 图 10 为根据本发明的实例 5 的内窥镜光学系统以及位于内窥镜光学系统的下游侧的光学部件的截面图。

[0032] [图 11] 图 11A 到图 11D 为显示根据本发明的实例 5 的内窥镜光学系统的像差的曲线图。

[0033] [图 12] 图 12 为根据本发明的实例 6 的内窥镜光学系统以及位于内窥镜光学系统的下游侧的光学部件的截面图。

[0034] [图 13] 图 13A 到图 13D 为显示根据本发明的实例 6 的内窥镜光学系统的像差的曲线图。

[0035] [图 14] 图 14 为根据本发明的实例 7 的内窥镜光学系统以及位于内窥镜光学系统的下游侧的光学部件的截面图。

[0036] [图 15] 图 15A 到图 15D 为显示根据本发明的实例 7 的内窥镜光学系统的像差的曲线图。

[0037] [图 16] 图 16 为根据对比实例 1 的内窥镜光学系统以及位于内窥镜光学系统的下游侧的光学部件的截面图。

[0038] [图 17] 图 17A 到图 17D 为显示根据对比实例 1 的内窥镜光学系统的像差的曲线图。

[0039] [图 18] 图 18 为根据对比实例 2 的内窥镜光学系统以及位于内窥镜光学系统的下游侧的光学部件的截面图。

[0040] [图 19] 图 19A 到图 19D 为显示根据对比实例 2 的内窥镜光学系统的像差的曲线图。

具体实施方式

[0041] 在下文中,参考所附图描述根据本发明的实施方案的内窥镜光学系统以及具有内窥镜光学系统的电子镜。

[0042] 图 1 显示根据实施方案的电子镜 1 的外观。如图 1 所示,电子镜 1 具有被柔性护套 11a 从外侧覆盖的柔性插入管 11 (在下文中,简称为柔性管 11)。被具有硬度的树脂外壳从外侧覆盖的尖端部 12 连接至柔性管 11 的尖端。设置在柔性管 11 和尖端部 12 之间的连接部分的弯曲部 14 配置为能够通过连接至柔性管 11 的近端的操作单元 13 的远程操作(确切地说,对弯曲操作旋钮 13a 的旋转操作)而自由地弯曲。该弯曲机构具有安装在普通电子镜中的常规配置,并且配置为通过拉伸操作线来使弯曲部 14 弯曲,该操作线协同对弯曲操作旋钮 13a 的旋转操作而移动。通过响应由上述操作所产生的弯曲运动来改变尖端部 12 的方向,电子镜 1 的成像区域移动。

[0043] 在尖端部 12 的树脂外壳中,安装内窥镜光学系统 100 (显示在图 1 中的框形内)。

为了获得在成像区域中的对象的图像数据,内窥镜光学系统 100 使得来自对象的反射光线会聚在固态摄像器件(未示出)的光接收表面上。作为固态摄像器件,可引用例如 CCD(电荷耦合器件)图像传感器或 CMOS(互补金属氧化物半导体)图像传感器。

[0044] 根据实施方案的电子镜 1 以观察例如构造较简单的消化器官为目标来设计。因此,如果内窥镜光学系统 100 的视角狭窄,存在有疾病的区域被忽略的顾虑。出于该原因,根据实施方案的内窥镜光学系统 100 基于假设应用大于普通数码相机的视角的视角(例如,视角大于或等于 120 度)来配置。

[0045] 图 2 为根据实例 1(随后将具体描述)的内窥镜光学系统 100 和位于内窥镜光学系统 100 的下游侧的光学部件的截面图。在下文中,参考图 2 来具体说明内窥镜光学系统 100。

[0046] 如图 2 所示,内窥镜光学系统 100 至少包括前组 G1 和后组 G2,前组 G1 和后组 G2 依次从物体(对象)侧布置。更确切地说,布置在相对于孔径光阑 S 的物体侧的光学透镜组组成前组 G1,并且布置在相对于孔径光阑 S 的图像侧的光学透镜组组成后组 G2。组成前组 G1 和后组 G2 的每个光学透镜配置为相对于内窥镜光学系统 100 的光轴 AX 旋转对称。在后组 G2 的后侧上,布置覆盖固态摄像器件的光接收表面的整个表面的滤光器单元 F。滤光器单元 F 包括多个层,例如颜色校正滤光器和保护玻璃。在该说明书和附图中,为了简单起见,滤光器单元 F 显示为单层。

[0047] 应当注意,类似“至少包括…”的表达用于前文中,是因为在另一种配置实例中,内窥镜光学系统可包括另一种在本发明的技术概念范围内的光学部件。例如,可以考虑对内窥镜光学系统的光学性能没有实质作用的平板被加入到根据本发明的内窥镜光学系统中的配置,或者光学元件被加入到内窥镜光学系统中同时保持根据本发明的内窥镜光学系统的主要配置和优点的配置。出于该原因,在下文中,类似“至少包括…”的表达用于说明前组 G1 和后组 G2。

[0048] 前组 G1 为具有负屈光力的透镜组,并且至少包括负透镜 L1 和正透镜 L2,负透镜 L1 和正透镜 L2 依次从物体侧布置。

[0049] 后组 G2 为具有正屈光力的透镜组,并且至少包括正透镜 L3 和胶合透镜 L4,正透镜 L3 和胶合透镜 L4 依次从物体侧布置。胶合透镜 L4 是通过将正透镜和负透镜胶合在一起而形成的。

[0050] 在下文中,对于每个光学部件,为了方便起见,物体侧表面被称为第一表面,并且图像侧表面被称为第二表面。孔径光阑 S 可以是具有以光轴 AX 为中心的预定圆形孔隙的片状部件,或者是在前组 G1 中最靠近孔径光阑 S 的透镜表面(即,在图 2 的配置中的正透镜 L2 的第二表面 r4)上除了以光轴 AX 为中心的预定圆形区域外的部分上涂覆的光屏蔽膜。孔径光阑 S 的厚度与构成内窥镜光学系统 100 的每个光学透镜的厚度相比是相当小的,并且对于计算内窥镜光学系统 100 的光学性能来说可以忽略不计。因此,在该说明书中,说明是基于假设孔径光阑 S 的厚度为零进行的。

[0051] 当 f (单位:毫米)表示整个内窥镜光学系统 100 的焦距时,EX (单位:毫米)表示从图像平面到内窥镜光学系统 100 的出射光瞳的出射光瞳距离,并且 f_2 (单位:毫米)表示后组 G2 的焦距,内窥镜光学系统 100 配置为满足条件:

[0052] $-10 < EX/f < -6(1)$, 以及

[0053] $1.15 < f_2/f < 1.35$ (2)。

[0054] 图像平面对应于固态摄像器件的光线接收表面,并且基本上位于与滤光器单元 F 的第二表面 r12 的位置相同的位置上。出射光瞳距离 EX 相对于图像平面延伸至物体侧,并且取负号。

[0055] 当条件(1)的中间项变得大于条件(1)的上限时,相对于固态摄像器件的光线接收表面的光线入射角变大,因此由遮蔽引起的外围光线量的短缺变严重。特别地,由于具有大量像素(例如百万像素)的摄像器件具有小的像素尺寸以及低程度光线接收效率(应当注意,由于摄像器件安装在细小的内窥镜的尖端部,摄像器件的尺寸受限,因此每个像素的尺寸较小),因此微透镜阵列产生的抑制遮蔽效果较微弱,并且外围光线量的短缺较严重。由于固态摄像器件为精细芯片,因此在该实施方案中假设固态摄像器件的光接收表面的位置基本上与在光轴方向上的微透镜阵列的位置相同。

[0056] 当条件(1)的中间项变得小于条件(1)的下限时,有必要增加胶合透镜 L4 的透镜直径,以便保证观察体腔内的精细结构所要求的电子镜 1 具有广视场角(例如,视场角大于或等于 120 度)的光学性能。在这种情况下,难以将内窥镜光学系统安装在具有小直径的尖端部 12 中。

[0057] 一般而言,在配置为使得具有正屈光力的后组靠近孔径光阑布置的光学系统中,后组的前侧焦点位置相对于孔径光阑位于物体侧。因此,当后组的屈光力变弱(即,当焦距变长),正放大率变小,并且出射光瞳距离变短。当条件(2)的中间项变得大于条件(2)的上限时,出射光瞳距离 EX 变短,这是因为后组 G2 的屈光力较小且正放大率较小,并且在这种情况下,由遮蔽引起的外围光线量的短缺变严重。

[0058] 当条件(2)的中间项变得小于条件(2)的下限时,有必要增加胶合透镜 L4 的透镜直径,以便保证观察体腔所要求的光学性能。由于像场弯曲(特别是子午图像平面的弯曲)很大程度上是根据胶合透镜 L4 直径的增加而引起的,因此难以校正整个图像高度的像散。

[0059] 当同时满足条件(1)和条件(2),可以设计具有广视场角的内窥镜光学系统 100,使得内窥镜光学系统 100 具有适于安装在具有较小直径的尖端部 12 内的尺寸,同时保证观察体腔的精细结构所要求的光学性能。特别地,由于通过保证出射光瞳距离 EX 能够抑制相对于成像平面的光线入射角,因此即使图像形成在具有大量像素(例如百万像素)的摄像器件上时,由遮蔽引起的外围光线量的短缺也较少。此外,通过将内窥镜光学系统 100 设计为非远心光学系统,同时抑制相对于成像平面的光线入射角,可以减小内窥镜光学系统 100 的直径。

[0060] 为了通过向靠近成像平面的一侧上的光学表面赋予屈光力来更适当地保证出射光瞳距离 EX,内窥镜光学系统 100 配置为满足条件:

[0061] $2 < f_c/f_2 < 3.2$ (3)

[0062] 其中, f_c (单位:毫米)表示胶合透镜 L4 的焦距。

[0063] 一般而言,在光学系统中,具有正屈光力的后组靠近孔径光阑布置,当在后组中最靠近图像侧布置的透镜的屈光力变弱时,后组的前侧主点接近物体侧(即,在更靠近孔径光阑的一侧上)并且正放大率变小,因此出射光瞳距离变短。当条件(3)的中间项变得大于条件(3)的上限时,出射光瞳距离 EX 变短,这是因为胶合透镜 L4 的屈光力较弱,并且正放大率较小,因此由遮蔽引起的外围光线量的短缺变严重。

[0064] 当条件(3)的中间项变得小于条件(3)的下限时,对于具有适合尖端部 12 的尺寸(即,尖端部 12 具有小尺寸)的胶合透镜 L4,难以保证外围部厚度。此外,由于胶合透镜 L4 的屈光力太强,由安装误差(即,偏心)引起的像差(特别是,由子午图像平面的弯曲导致的像散的发生)的劣化较严重。

[0065] 为了更适当地校正包括彗形像差和色差的像差,内窥镜光学系统 100 配置为满足条件:

$$[0066] \quad -2.5 < f_1/f < -1.2 \quad (4)$$

[0067] 其中 f_1 (单位:毫米)表示前组 G1 的焦距。

[0068] 当条件(4)的中间项变得大于条件(4)的上限时,前组 G1 的负值屈光力太强,因此当设计者想要将内窥镜光学系统设计为具有观察体腔所要求的广视场角时,难以适当地校正包括彗形像差和色差的像差。此外,由于在这种情况下,有必要将后组 G2 的放大率设置为较高,由于在装配过程中前组和后组 G1 和 G2 之间的间隔的误差而难以抑制后组 G2 的放大率的变化。此外,由于视场角的变化因后组 G2 放大率的变化同样变大了,因此难以保证满足要求的稳定视场角。

[0069] 当条件(4)的中间项变得小于条件(4)的下限时,难以将内窥镜光学系统 100 设计为抑制每个光学透镜的外直径,因此内窥镜光学系统 100 变得不适于安装在具有小直径的尖端部 12 中。此外,由于在这种情况下有必要将前组 G1 的放大率设置的较高,因此当前组 G1 安装在前组 G1 相对于光轴 AX 偏心的状态时定义的图像平面的倾斜变大,并且容易在观察视场的外围部中产生图像质量的恶化。应当注意,图像平面的倾斜意味着理想地保持相对于光轴对称的像场弯曲根据在装配过程中引起的成像透镜的偏心量和偏心方向而保持相对于光轴非对称的现象。

[0070] 为了更加适当地保证出射光瞳距离 EX,内窥镜光学系统 100 配置为满足条件(5)或条件(6):

$$[0071] \quad -0.5 < R_{10}/|R_8| \leq 0 \quad (5)$$

$$[0072] \quad |R_8|/R_{10} < -2 \quad (6)$$

[0073] 其中 R_8 (单位:毫米)表示胶合透镜 L4 的第一表面 r8 的曲率半径,并且 R_{10} (单位:毫米)表示胶合透镜 L4 的第二表面 r10 的曲率半径。

[0074] 当条件(5)的中间项变得大于条件(5)的上限时,位于后组 G2 中最靠近图像侧的第二表面 r10 变为凹面,并且出射光瞳距离 EX 变短,因此由遮蔽引起的外围光线量的短缺变严重。

[0075] 当条件(5)的中间项变得小于条件(5)的下限时,或者条件(6)的中间项变得大于条件(6)的上限时,出射光瞳距离 EX 变短,这是因为胶合透镜 L4 的屈光力较弱,并且正放大率较小,因此由遮蔽引起的外围光线量的短缺变严重。

[0076] 为了更适当地校正像差(例如彗形像差和像散),当正透镜 L3 为在物体侧具有凹面的弯月形透镜时(如图 2 所示), f_{21} (单位:毫米)表示正透镜 L3 的焦距,并且 R_6 (单位:毫米)表示正透镜 L3 的第一表面 r6 的曲率半径,内窥镜光学系统 100 配置为同时满足下面的条件:

$$[0077] \quad 1.3 < f_{21}/f < 1.8 \quad (7), \text{ 以及}$$

$$[0078] \quad -1 < f/R_6 < -0.3 \quad (8)$$

[0079] 当条件(7)的中间项变得大于条件(7)的上限时,正透镜 L3 的屈光力较弱并且彗形像差增加。确切地说,为了保证正屈光力,第一表面 r6 (凹面)的曲率半径大幅度减小,代替了曲率半径不能被设置为较大的正透镜 L3 的第二表面 r7 (凸面)。在这种情况下,彗形像差增加。为了维持后组 G2 的屈光力,胶合透镜 L4 的屈光力需要被设置为较大。在这种情况下,关注的是关于因装配偏心误差(特别是因子午图像平面的弯曲的像散的发生)引起的像差性能的劣化。

[0080] 当条件(7)的中间项变得小于条件(7)的下限时,由于正透镜 L3 的屈光力太强,而无法获得适当的像差性能。确切地说,球面像差在很大程度上是随着正透镜 L3 屈光力的增加而产生的,像场弯曲很大程度上是由于珀兹伐和(Petzval sum)的增加而产生的,并且像散因装配偏心误差而增加。

[0081] 当条件(8)的中间项变得大于条件(8)的上限时,由于正透镜 L3 的第一表面 r6 (凹面)的曲率半径较大而难以校正像散。

[0082] 当条件(8)的中间项变得小于条件(8)的下限时,由于正透镜 L3 的第一表面 r6 (凹面)的曲率半径较小,正透镜 L3 的屈光力较弱,并且彗形像差增加。

[0083] 在下文中,说明内窥镜光学系统 100 的七个具体数值实例(实例 1 到 7)以及与实例 1 到 7 进行比较的两个对比实例(对比实例 1 和 2)。实例 1 到 7 以及对比实例 1 和 2 中每一个的内窥镜光学系统布置在如图 1 所示的电子镜 1 的尖端部 12 中。

[0084] 实例 1

[0085] 如上所述,根据实例 1 的内窥镜光学系统 100 具有如图 2 所示的配置。

[0086] 表 1 显示根据实例 1 的内窥镜光学系统 100 (以及位于其后侧的光学部件)的数值配置(设计值)。在表 1 中,表面 No. 对应于分配给在图 2 中的每个表面的参考符号 rn (n : 整数),孔径光阑 S 的表面 No. 5 除外。在表 1 中,“R” (单位 :毫米)表示每个透镜表面的曲率半径,“D” (单位 :毫米)表示光学部件的厚度或在光学部件之间的间隔,N(d) 表示在 d 线(波长为 588 纳米)处的折射率,并且 v_d 为在 d 线处的阿贝数。表 2 显示内窥镜光学系统 100 的技术参数。所述技术参数包括有效 F 数、光学放大率、半视场角(单位 :度)、图像高度(单位 :毫米)、后焦点 BF (单位 :毫米)、内窥镜光学系统 100 的总体长度(单位 :毫米)、整个光学系统的焦距 f (单位 :毫米)、出射光瞳距离 EX (单位 :毫米)、前组 G1 的焦距 f_1 (单位 :毫米)、后组 G2 的焦距 f_2 (单位 :毫米)、正透镜 L3 的焦距 f_{21} (单位 :毫米)以及胶合透镜 L4 的焦距 f_c (单位 :毫米)。

[0087] 表 1

[0088]

表面 No.	R	D	N(d)	v_d
1	无穷大	0.619	1.88300	40.8
2	0.682	0.199		
3	1.610	0.724	1.84666	23.8
4	无穷大	0.000		

5(孔径光阑)	无穷大	0.086		
6	-3.174	0.769	1.88300	40.8
7	-1.130	0.246		
8	14.325	0.286	1.92286	18.9
9	1.585	1.838	1.77250	49.6
10	-2.530	1.002		
11	无穷大	1.000	1.51680	64.2
12	无穷大	-		

[0089] 表 2
[0090]

F 数	5.700
放大率	-0.086
半视场角	72.200
图像高度	1.210
后焦点 BF	0.000
透镜的总体长度	6.770
焦距 f	1.179
出射光瞳距离 EX	-8.090
前组 G1 的焦距 f_1	-1.579
后组 G2 的焦距 f_2	1.523
正透镜 L3 的焦距 f_{21}	1.689
胶合透镜 L4 的焦距 f_c	3.544

[0091] 图 3A 到图 3D 为根据实例 1 的内窥镜光学系统 100 的像差图。确切地说,图 3A 为显示在 d 线(588 纳米)、g 线(436 纳米)、C 线(656 纳米)、F 线(486 纳米)以及 e 线(546 纳米)中每一处的球面像差和纵向色差的曲线图。图 3B 为显示在 d 线、g 线、C 线、F 线以及 e 线中每一处的放大率色差的曲线图。在图 3A 和图 3B 的每一个中,由实线表明的曲线表示在 d 线处的像差,由虚线表明的曲线表示在 g 线处的像差,由链线表明的曲线表示在 C 线处

的像差,由短划线表明的曲线表示在F线处的像差,由长划线表明的曲线表示在e线处的像差。图3C显示像散。在图3C中,由实线表明的曲线表示弧矢分量并且由虚线表明的曲线表示子午分量。图3D显示畸变。在图3A到图3C的每一个中,垂直轴表示图像高度,并且水平轴表示像差量。在图3D中,垂直轴表示图像高度,并且水平轴表示畸变。有关实例1中的表和附图的符号定义以及说明同样适用于下面的实例以及对比实例中的表和附图。

[0092] 实例2

[0093] 图4为显示包括根据实例2的内窥镜光学系统100的光学部件的布置的截面图。如图4所示,根据实例2的内窥镜光学系统100具有与根据实例1的内窥镜光学系统100相同的光学部件数量。图5A到图5D为根据实例2的内窥镜光学系统100的像差图(球面像差、纵向色差、放大率色差、像散以及畸变)。表3显示包括根据实例2的内窥镜光学系统100的光学部件的数值配置。表4显示根据实例2的内窥镜光学系统100的技术参数。

[0094] 表3

[0095]

表面 No.	R	D	N(d)	v d
1	13.968	0.757	1.88300	40.8
2	0.975	0.303		
3	4.838	0.977	1.84666	23.8
4	无穷大	0.000		
5(孔径光阑)	无穷大	0.105		
6	-2.354	1.072	1.88300	40.8
7	-1.290	0.621		
8	15.582	0.466	1.92286	18.9
9	2.140	1.503	1.77250	49.6
10	-3.338	1.710		
11	无穷大	1.000	1.51680	64.2
12	无穷大	-		

[0096] 表4

[0097]

F 数	5.6000
放大率	-0.077

半视场角	60.900
图像高度	1.320
后焦点 BF	0.000
透镜的总体长度	8.510
焦距 f	1.367
出射光瞳距离 EX	-10.754
前组 G1 的焦距 f_1	-1.653
后组 G2 的焦距 f_2	1.813

[0098]

正透镜 L3 的焦距 f_{21}	2.194
胶合透镜 L4 的焦距 f_c	4.544

[0099] 实例 3

[0100] 图 6 为显示包括根据实例 3 的内窥镜光学系统 100 的光学部件的布置的截面图。如图 6 所示,根据实例 3 的内窥镜光学系统 100 具有与根据实例 1 的内窥镜光学系统 100 相同的光学部件数量。图 7A 到图 7D 为根据实例 3 的内窥镜光学系统 100 的像差图(球面像差、纵向色差、放大率色差、像散以及畸变)。表 5 显示包括根据实例 3 的内窥镜光学系统 100 的光学部件的数值配置。表 6 显示根据实例 3 的内窥镜光学系统 100 的技术参数。

[0101] 表 5

[0102]

表面 No.	R	D	N(d)	v d
1	无穷大	0.623	1.88300	40.8
2	0.877	0.195		
3	2.735	0.974	1.84666	23.8
4	无穷大	0.000		
5(孔径光阑)	无穷大	0.088		
6	-1.851	0.653	1.88300	40.8
7	-0.983	0.458		

8	-23.602	0.390	1.92286	18.9
9	2.159	1.266	1.77250	49.6
10	-2.159	1.392		
11	无穷大	1.000	1.51680	64.2
12	无穷大	----		

[0103] 表 6

[0104]

F 数	8.500
放大率	-0.132
半视场角	64.900
图像高度	1.170
后焦点 BF	0.000
透镜的总体长度	7.040
焦距 f	1.195
出射光瞳距离 EX	-8.159
前组 G1 的焦距 f_1	-1.570
后组 G2 的焦距 f_2	1.559
正透镜 L3 的焦距 f_{21}	1.755
胶合透镜 L4 的焦距 f_c	3.580

[0105] 实例 4

[0106] 图 8 为显示包括根据实例 4 的内窥镜光学系统 100 的光学部件的布置的截面图。如图 8 所示,根据实例 4 的内窥镜光学系统 100 具有与根据实例 1 的内窥镜光学系统 100 相同的光学部件数量。图 9A 到图 9D 为根据实例 4 的内窥镜光学系统 100 的像差图(球面像差、纵向色差、放大率色差、像散以及畸变)。表 7 显示包括根据实例 4 的内窥镜光学系统 100 的光学部件的数值配置。表 8 显示根据实例 4 的内窥镜光学系统 100 的技术参数。

[0107] 表 7

[0108]

表面 No.	R	D	N(d)	v d
--------	---	---	------	-----

1	无穷大	0.717	1.88300	40.8
2	1.174	0.235		
3	3.842	1.198	1.84666	23.8
4	无穷大	0.000		
5(孔径光阑)	无穷大	0.101		
6	-3.119	1.243	1.88300	40.8
7	-1.344	0.538		
8	无穷大	0.448	1.92286	18.9
9	2.304	1.512	1.81600	46.6
10	-3.648	1.432		
11	无穷大	1.000	1.51680	64.2
12	无穷大	---		

[0109] 表 8
[0110]

F 数	8.100
放大率	-0.080
半视场角	62.200
图像高度	1.300
后焦点 BF	0.000
透镜的总体长度	8.420
焦距 f	1.370
出射光瞳距离 EX	-10.312
前组 G1 的焦距 f ₁	-2.029
后组 G2 的焦距 f ₂	1.806

正透镜 L3 的焦距 f_{21}	2.013
胶合透镜 L4 的焦距 f_c	5.378

[0111] 实例 5

[0112] 图 10 为显示包括根据实例 5 的内窥镜光学系统 100 的光学部件的布置的截面图。如图 10 所示,根据实例 5 的内窥镜光学系统 100 具有与根据实例 1 的内窥镜光学系统 100 相同的光学部件数量。图 11A 到图 11D 为根据实例 5 的内窥镜光学系统 100 的像差图(球面像差、纵向色差、放大率色差、像散以及畸变)。表 9 显示包括根据实例 5 的内窥镜光学系统 100 的光学部件的数值配置。表 10 显示根据实例 5 的内窥镜光学系统 100 的技术参数。

[0113] 表 9

[0114]

表面 No.	R	D	N(d)	v d
1	无穷大	0.652	1.88300	40.8
2	0.864	0.178		
3	2.650	0.814	1.84666	23.8
4	无穷大	0.000		
5(孔径光阑)	无穷大	0.088		
6	-2.973	0.963	1.88300	40.8
7	-1.152	0.385		
8	11.676	0.389	1.92286	18.9
9	1.752	1.460	1.77250	49.6
10	-3.066	1.103		
11	无穷大	1.000	1.51680	64.2
12	无穷大	---		

[0115] 表 10

[0116]

F 数	6.000
放大率	-0.129
半视场角	72.400

图像高度	1.240
后焦点 BF	0.000
透镜的总体长度	7.030
焦距 f	1.192
出射光瞳距离 EX	-8.129
前组 G1 的焦距 f_1	-1.552
后组 G2 的焦距 f_2	1.497
正透镜 L3 的焦距 f_{21}	1.707
胶合透镜 L4 的焦距 f_c	4.105

[0117] 实例 6

[0118] 图 12 为显示包括根据实例 6 的内窥镜光学系统 100 的光学部件的布置的截面图。如图 12 所示,根据实例 6 的内窥镜光学系统 100 具有与根据实例 1 的内窥镜光学系统 100 相同的光学部件数量。图 13A 到图 13D 为根据实例 6 的内窥镜光学系统 100 的像差图(球面像差、纵向色差、放大率色差、像散以及畸变)。表 11 显示包括根据实例 6 的内窥镜光学系统 100 的光学部件的数值配置。表 12 显示根据实例 6 的内窥镜光学系统 100 的技术参数。

[0119] 表 11

[0120]

表面 No.	R	D	N(d)	v d
1	无穷大	0.650	1.88300	40.8
2	0.937	0.196		
3	2.301	0.764	1.84666	23.8
4	无穷大	0.000		
5(孔径光阑)	无穷大	0.090		
6	-3.720	1.407	1.88300	40.8
7	-1.480	0.050		
8	-75.371	0.903	1.77250	49.6

9	-1.206	0.300	1.92286	18.9
10	-2.534	1.708		
11	无穷大	1.000	1.51680	64.2
12	无穷大	---		

[0121] 表 12

[0122]

F 数	4.800
放大率	-0.065
半视场角	70.300
图像高度	1.250
后焦点 BF	0.000
透镜的总体长度	7.070
焦距 f	1.239
出射光瞳距离 EX	-8.322
前组 G1 的焦距 f_1	-1.976
后组 G2 的焦距 f_2	1.527
正透镜 L3 的焦距 f_{21}	2.151
胶合透镜 L4 的焦距 f_c	4.198

[0123] 实例 7

[0124] 图 14 为显示包括根据实例 7 的内窥镜光学系统 100 的光学部件的布置的截面图。如图 14 所示,根据实例 7 的内窥镜光学系统 100 具有与根据实例 1 的内窥镜光学系统 100 相同的光学部件数量。图 15A 到图 15D 为根据实例 7 的内窥镜光学系统 100 的像差图(球面像差、纵向色差、放大率色差、像散以及畸变)。表 13 显示包括根据实例 7 的内窥镜光学系统 100 的光学部件的数值配置。表 14 显示根据实例 7 的内窥镜光学系统 100 的技术参数。

[0125] 表 13

[0126]

表面 No.	R	D	N(d)	v d

1	无穷大	0.687	1.88300	40.8
2	1.071	0.210		
3	1.947	0.981	1.84666	23.8
4	无穷大	0.000		
5(孔径光阑)	无穷大	0.095		
6	-1.397	0.846	1.88300	40.8
7	-1.007	0.354		
8	-5.635	0.317	1.92286	18.9
9	2.355	1.586	1.88300	40.8
10	-2.347	1.470		
11	无穷大	1.000	1.51633	64.1
12	无穷大	---		

[0127] 表 14
[0128]

F 数	11.10
放大率	-0.064
半视场角	69.000
图像高度	1.310
后焦点 BF	0.000
透镜的总体长度	7.550
焦距 f	1.322
出射光瞳距离 EX	-12.199
前组 G1 的焦距 f ₁	-3.182
后组 G2 的焦距 f ₂	1.669

正透镜 L3 的焦距 f_{21}	2.025
胶合透镜 L4 的焦距 f_c	3.806

[0129] 对比实例 1

[0130] 图 16 为显示包括根据对比实例 1 的内窥镜光学系统 100C 的光学部件的布置的截面图。如图 16 所示,根据对比实例 1 的内窥镜光学系统 100C 具有与根据实例 1 的内窥镜光学系统 100 相同的光学部件数量。图 17A 到图 17D 为根据对比实例 1 的内窥镜光学系统 100C 的像差图(球面像差、纵向色差、放大率色差、像散以及畸变)。表 15 显示包括根据对比实例 1 的内窥镜光学系统 100C 的光学部件的数值配置。表 16 显示根据对比实例 1 的内窥镜光学系统 100C 的技术参数。

[0131] 表 15

[0132]

表面 No.	R	D	N(d)	v d
1	无穷大	0.609	1.88300	40.8
2	1.793	0.102		
3	1.762	0.812	1.84666	23.8
4	无穷大	0.000		
5(孔径光阑)	无穷大	0.060		
6	-0.722	1.039	1.88300	40.8
7	-0.928	0.051		
8	-11.759	0.355	1.92286	18.9
9	2.672	1.288	1.77250	49.6
10	-1.941	1.410		
11	无穷大	1.000	1.51680	64.2
12	无穷大	---		

[0133] 表 16

[0134]

F 数	7.500
放大率	-0.081

半视场角	74.400
图像高度	1.300
后焦点 BF	0.020
透镜的总体长度	6.750
焦距 f	1.279
出射光瞳距离 EX	-15.998
前组 G1 的焦距 f_1	83.156
后组 G2 的焦距 f_2	1.338
正透镜 L3 的焦距 f_{21}	2.703
胶合透镜 L4 的焦距 f_c	3.254

[0135] 对比实例 2

[0136] 图 18 为显示包括根据对比实例 2 的内窥镜光学系统 100C 的光学部件的布置的截面图。如图 18 所示,根据对比实例 2 的内窥镜光学系统 100C 具有与根据实例 1 的内窥镜光学系统 100 相同的光学部件数量。图 19A 到图 19D 为根据对比实例 2 的内窥镜光学系统 100C 的像差图(球面像差、纵向色差、放大率色差、像散以及畸变)。表 17 显示包括根据对比实例 2 的内窥镜光学系统 100C 的光学部件的数值配置。表 18 显示根据对比实例 2 的内窥镜光学系统 100C 的技术参数。

[0137] 表 17

[0138]

表面 No.	R	D	N(d)	v_d
--------	---	---	------	-------

[0139]

1	无穷大	0.305	1.88300	40.8
2	0.626	0.406		
3	1.260	0.813	1.84666	23.8
4	无穷大	0.000		
5(孔径光阑)	无穷大	0.061		
6	-30.139	0.516	1.88300	40.8
7	-1.487	0.074		

8	-7.060	0.355	1.92286	18.9
9	1.508	1.524	1.77250	49.6
10	-2.196	1.233		
11	无穷大	1.000	1.51680	64.2
12	无穷大	---		

[0140] 表 18

[0141]

F 数	7.700
放大率	-0.081
半视场角	72.300
图像高度	1.300
后焦点 BF	0.020
透镜的总体长度	6.310
焦距 f	1.235
出射光瞳距离 EX	-4.950
前组 G1 的焦距 f_1	-2.836
后组 G2 的焦距 f_2	1.791
正透镜 L3 的焦距 f_{21}	1.757
胶合透镜 L4 的焦距 f_c	5.056

[0142] 比较

[0143] 下面的表 19 显示对于上述实例 1 到 7 以及对比实例 1 和 2 中每一个的条件(1)到条件(8)的值。

[0144] 表 19

[0145]

条件	实例 1	实例 2	实例 3	实例 4	实例 5
(1)	-6.859	-7.865	-6.831	-7.525	-6.817
(2)	1.292	1.326	1.305	1.318	1.255
(3)	2.327	2.057	2.296	2.978	2.743
(4)	-1.339	-1.209	-1.314	-1.480	-1.302
(5)	-0.177	-0.214	-0.091	0.000	-0.263
(6)	-5.661	-4.669	-10.934	-∞	-3.808
(7)	1.432	1.605	1.469	1.469	1.431
(8)	-0.371	-0.581	-0.645	-0.439	-0.401
条件	实例 6	实例 7	对比实例 1	对比实例 2	
(1)	-6.718	-9.231	-12.505	-4.007	

[0146]

(2)	1.233	1.263	1.046	1.450
(3)	2.749	2.280	2.432	2.824
(4)	-1.595	-2.408	65.001	-2.296
(5)	-0.034	-0.416	-0.165	-0.311
(6)	-29.741	-2.402	-6.057	-3.214
(7)	1.737	1.532	2.113	1.423
(8)	-0.333	-0.946	-1.771	-0.041

[0147] 如表 19 所示,根据对比实例 1 和 2 中每一个的内窥镜光学系统 100C 都不满足条件(1)和条件(2)。由于根据对比实例 1 的内窥镜光学系统 100C 的胶合透镜 L4 的透镜直径较大,如图 16 或图 17 所示,因此根据对比实例 1 的内窥镜光学系统 100C 不适于安装在尖端部 12 中,并且因像场弯曲(特别是子午图像平面的弯曲)而导致了大量的像散。由于根据对比实例 2 的内窥镜光学系统 100C 的出射光瞳距离 EX 较短,如表 18 所示,因此由遮蔽引起的外围光线量的短缺较严重,如在专利文件 #1 到 #6 中每一个所描述的内窥镜光学系统的情况。

[0148] 相反,根据实例 1 到 7 中每一个的内窥镜光学系统 100 同时满足条件(1)和条件(2),如表 19 所示。因此,根据实例 1 到 7 中每一个的内窥镜光学系统 100 能够配置为减小尺寸以适于安装在具有较小外直径的尖端部 12 中,同时保证观察体腔内的精细结构所要求的光学性能。特别地,由于通过保证出射光瞳距离 EX 能够抑制相对于图像平面的光线入射角,因此即使图像形成在具有大量像素(例如百万像素)的摄像器件上,由遮蔽引起的外围光线量的短缺较少。

[0149] 根据实例 1 到 7 中每一个的内窥镜光学系统 100 进一步满足条件(3)到条件(8)。因此,根据实例 1 到 7 中每一个的内窥镜光学系统 100 还能够实现上述的与条件(3)到条件(8)相关的优点,附加于由满足条件(1)和条件(2)所带来的优点。

[0150] 前面所述的是对于本发明的实施方案的说明。应当注意,本发明并不限制于上述配置,在本发明的技术概念之内可以做出各种类型的变型。

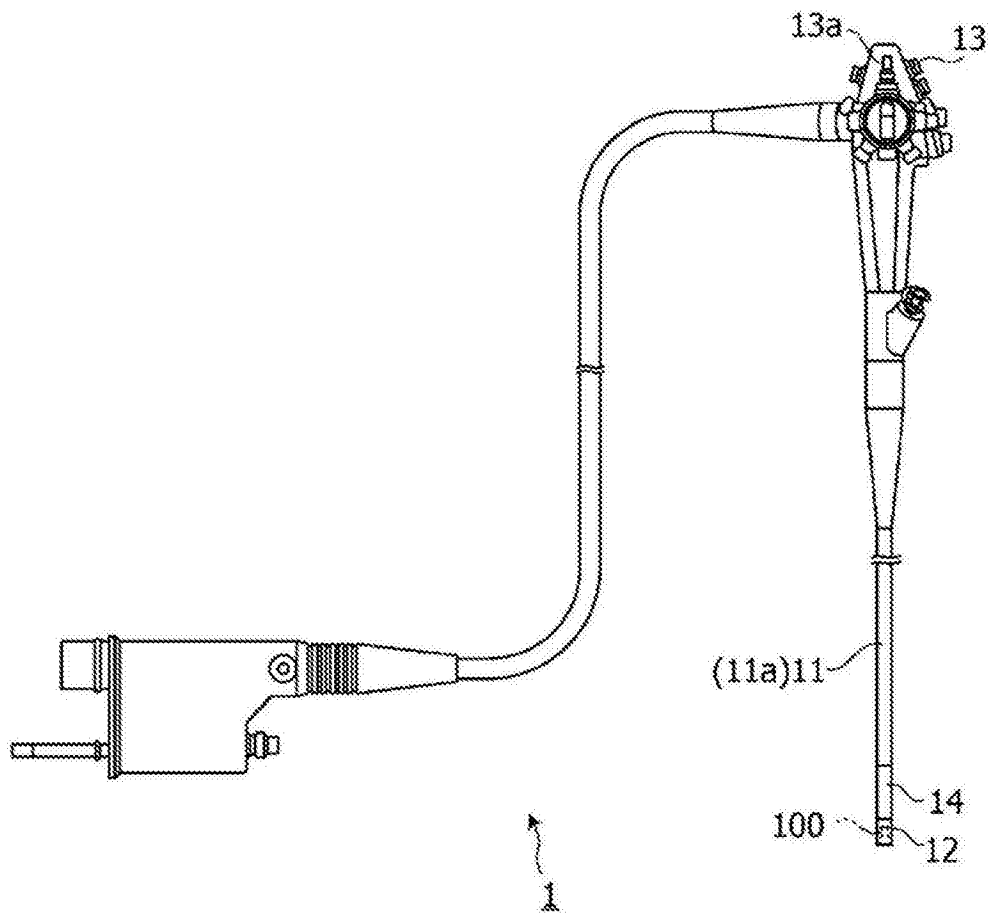


图 1

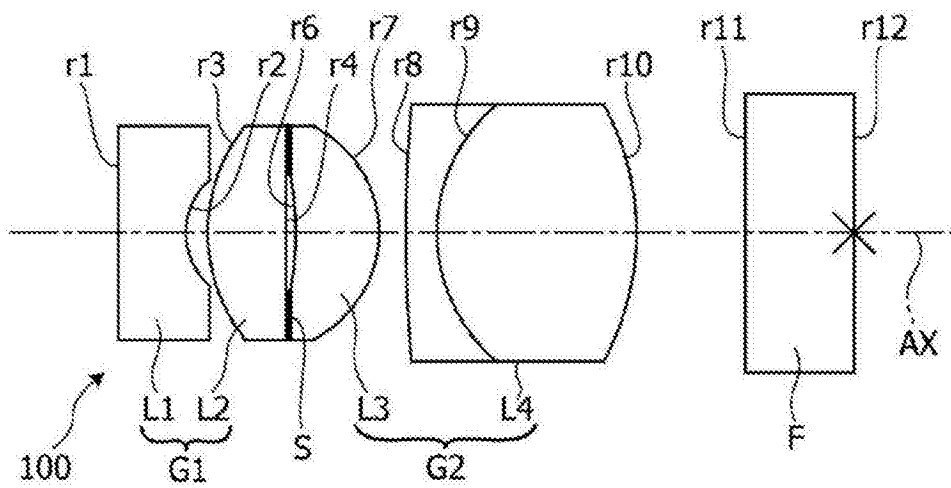


图 2

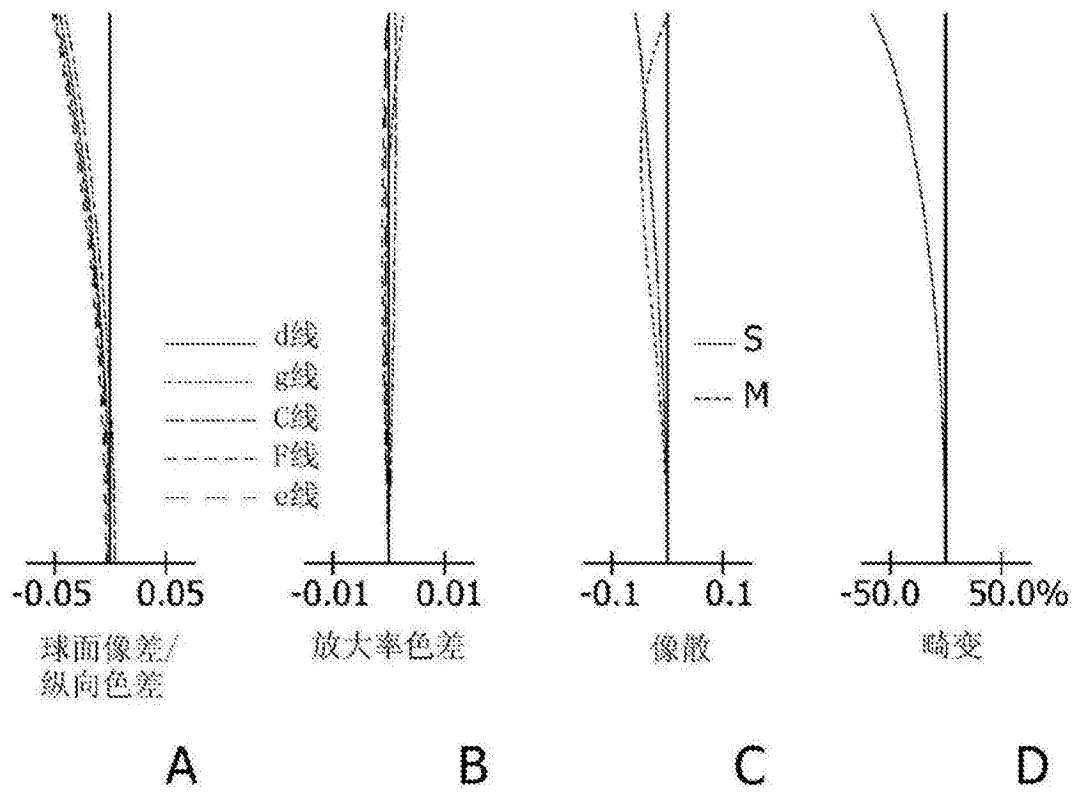


图 3

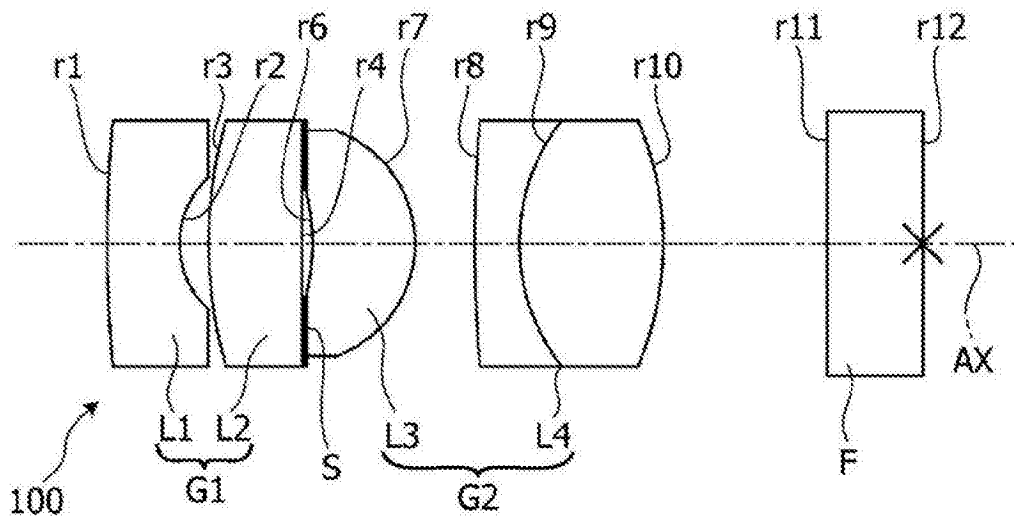


图 4

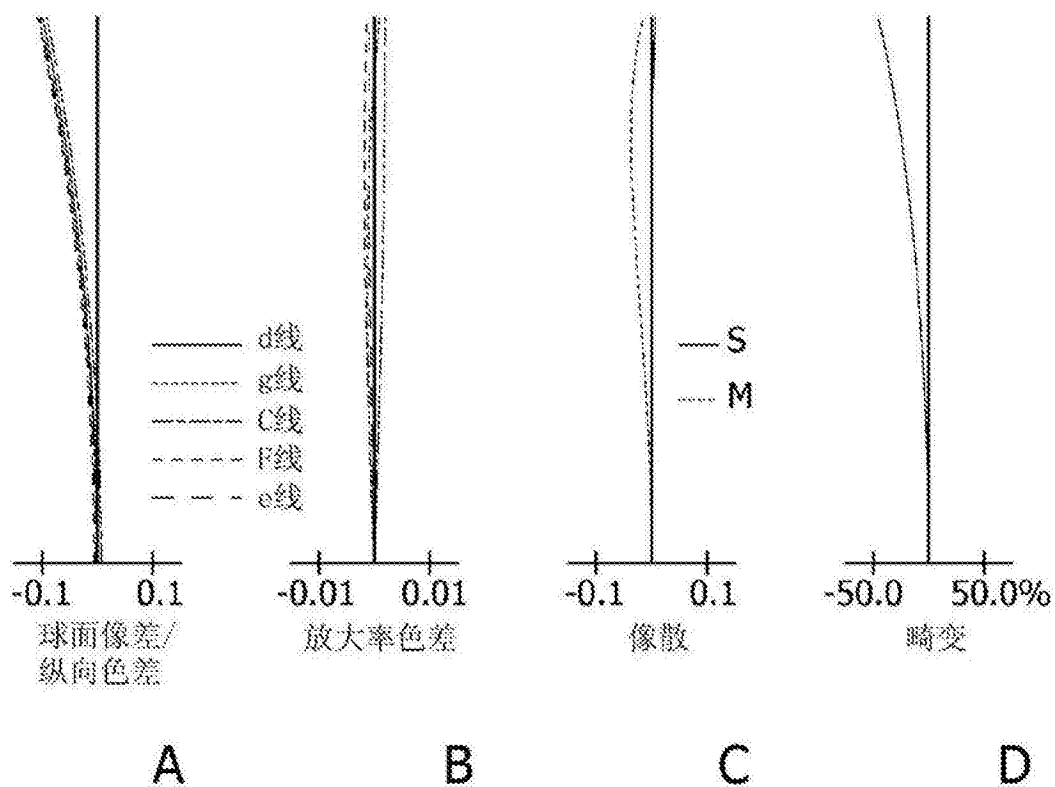


图 5

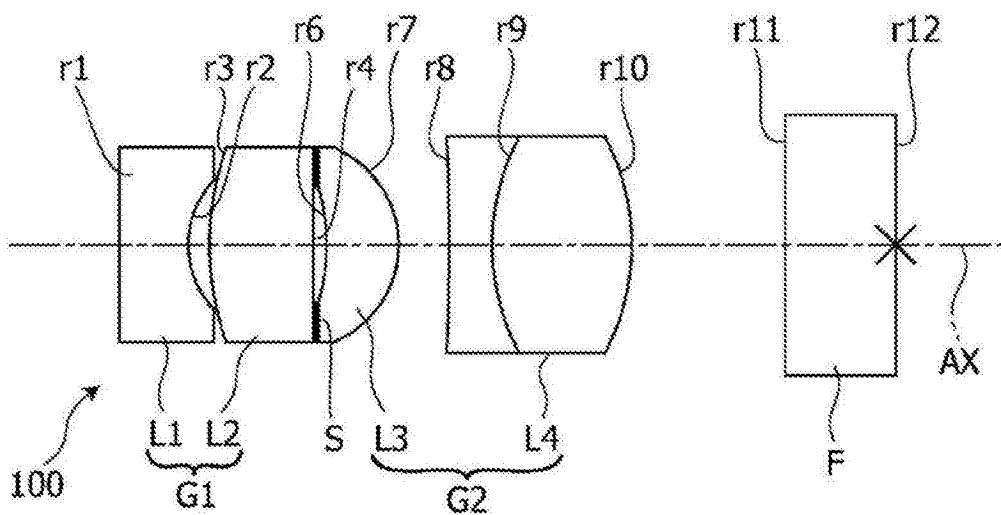


图 6

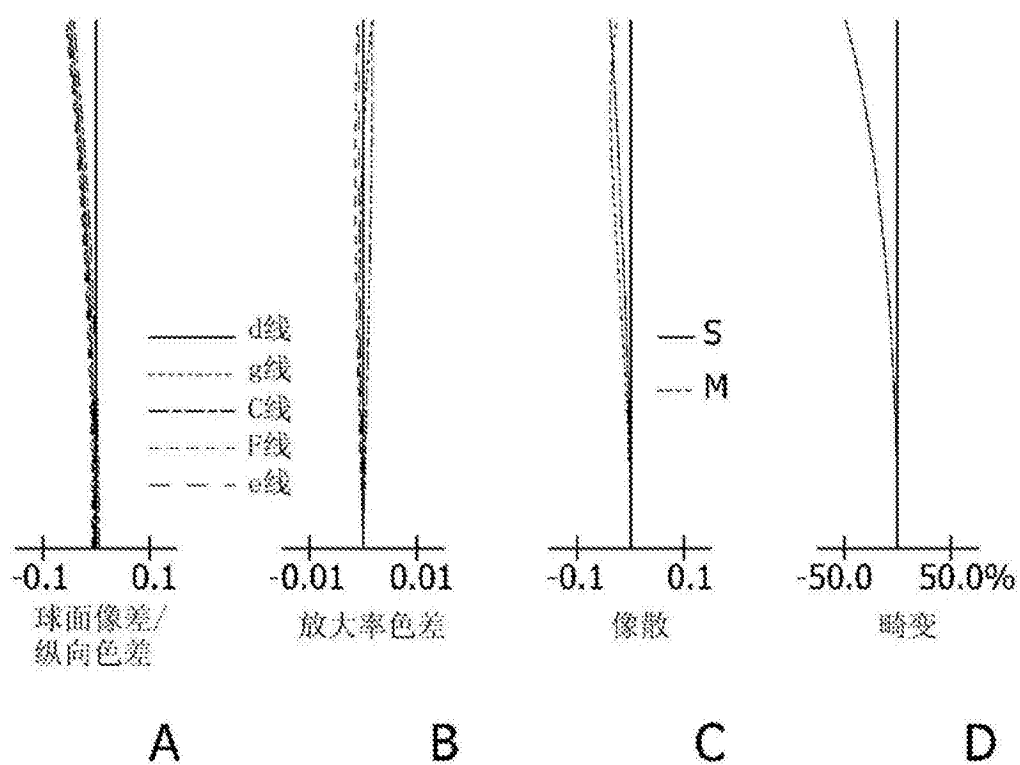


图 9

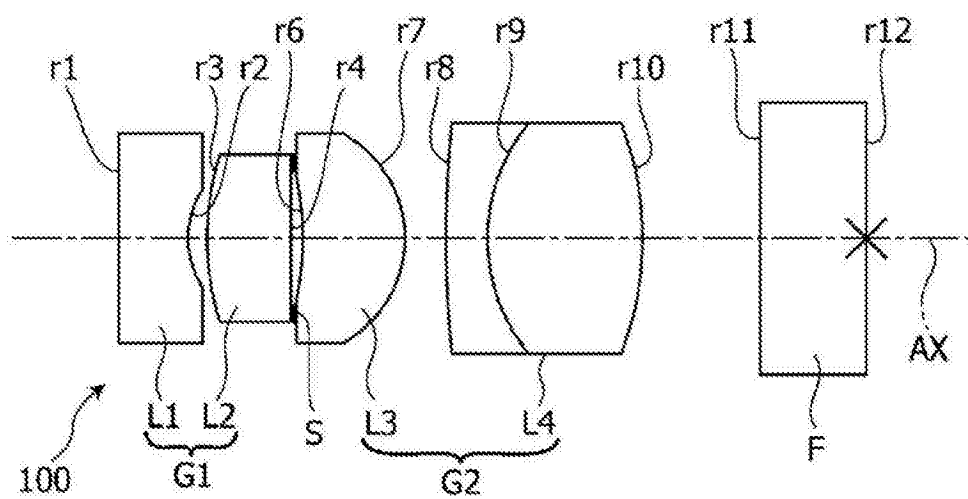


图 10

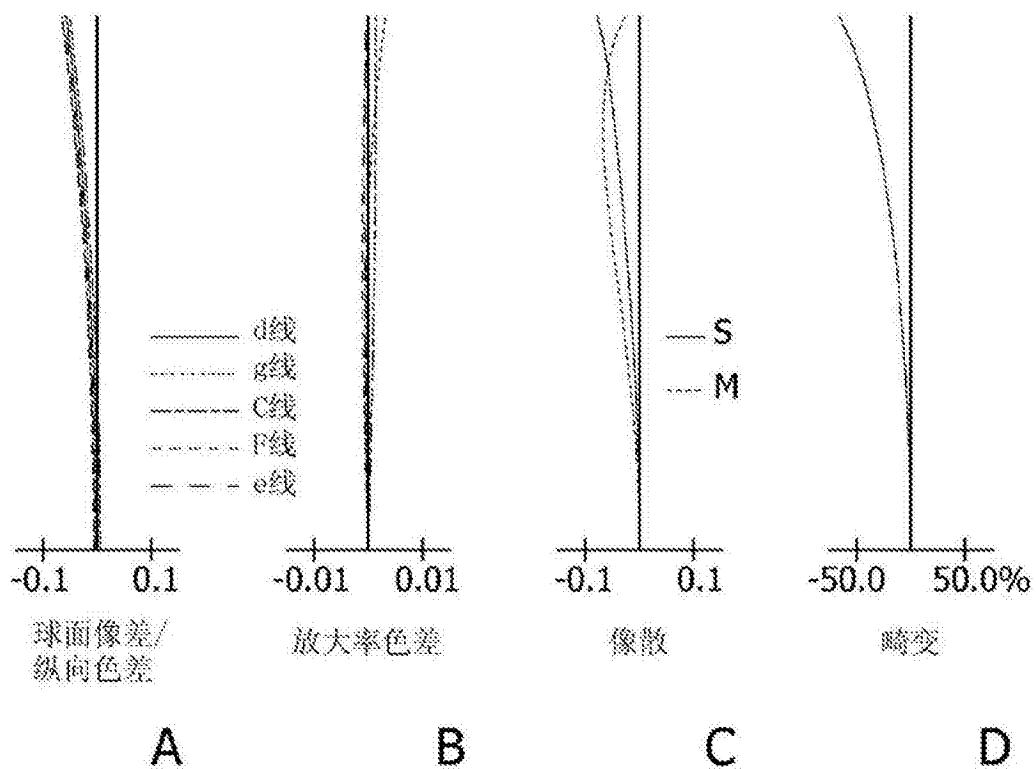


图 11

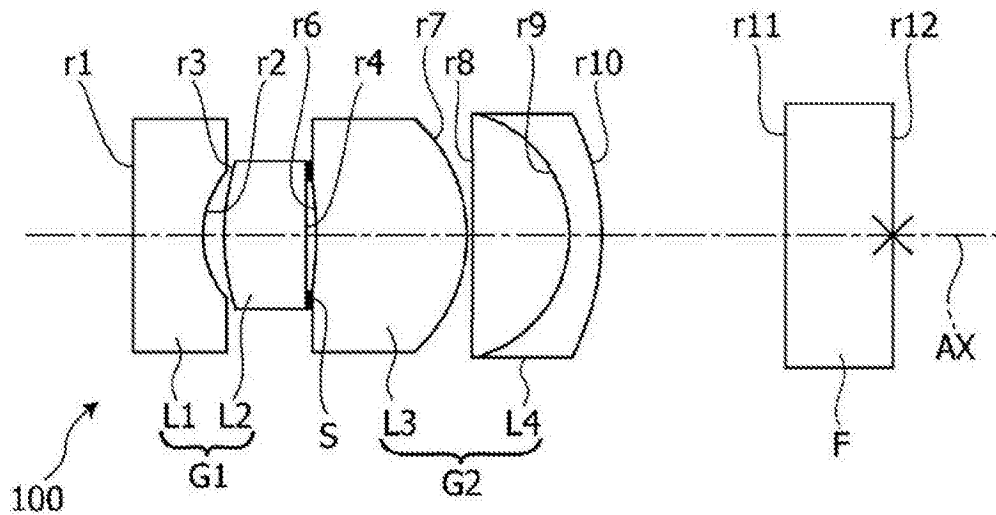


图 12

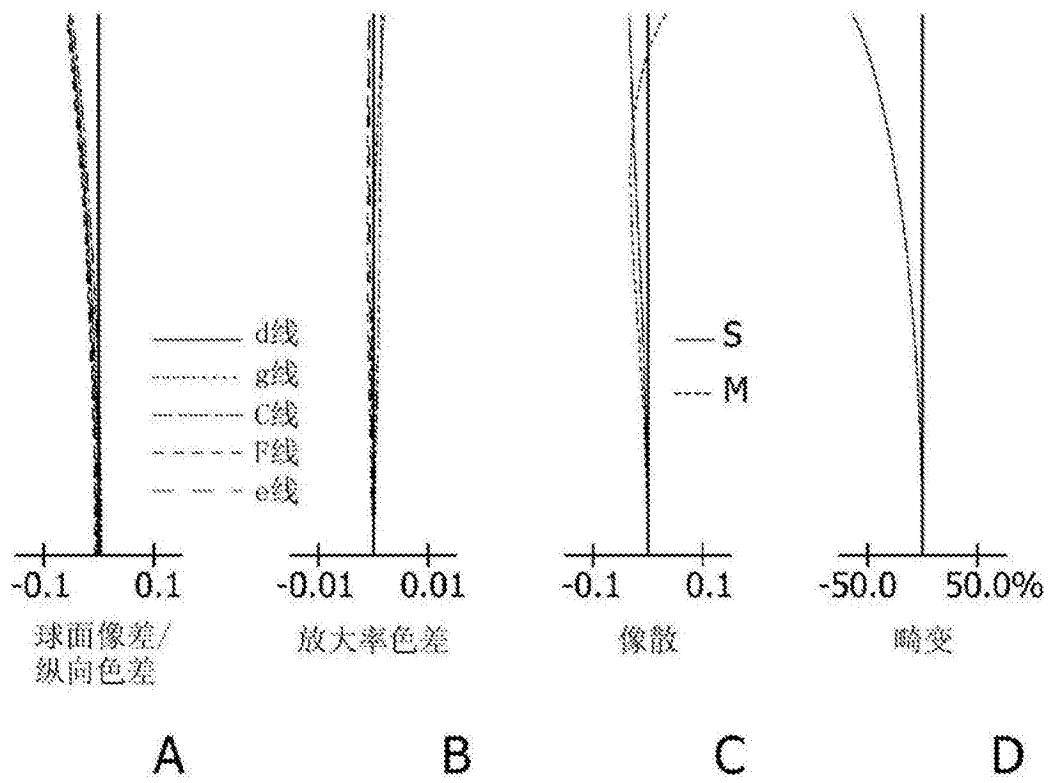


图 13

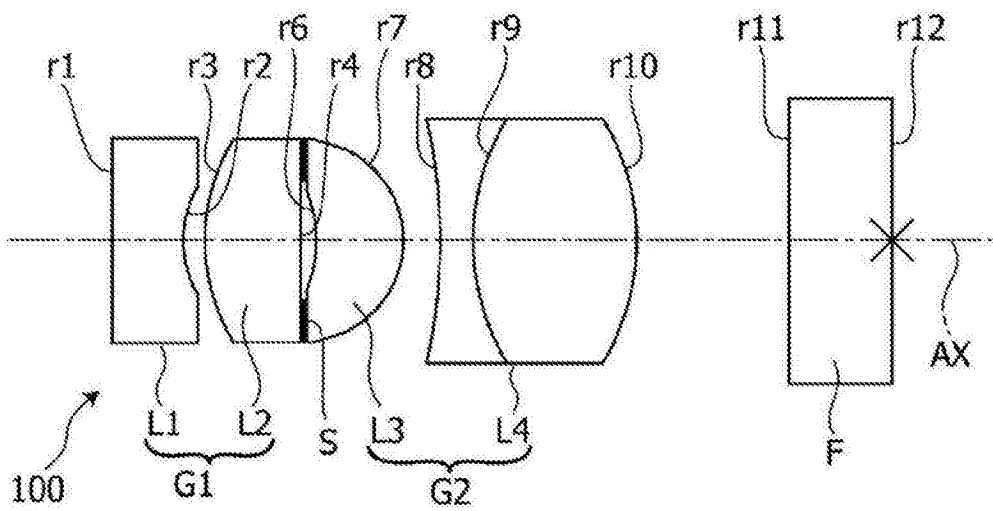


图 14

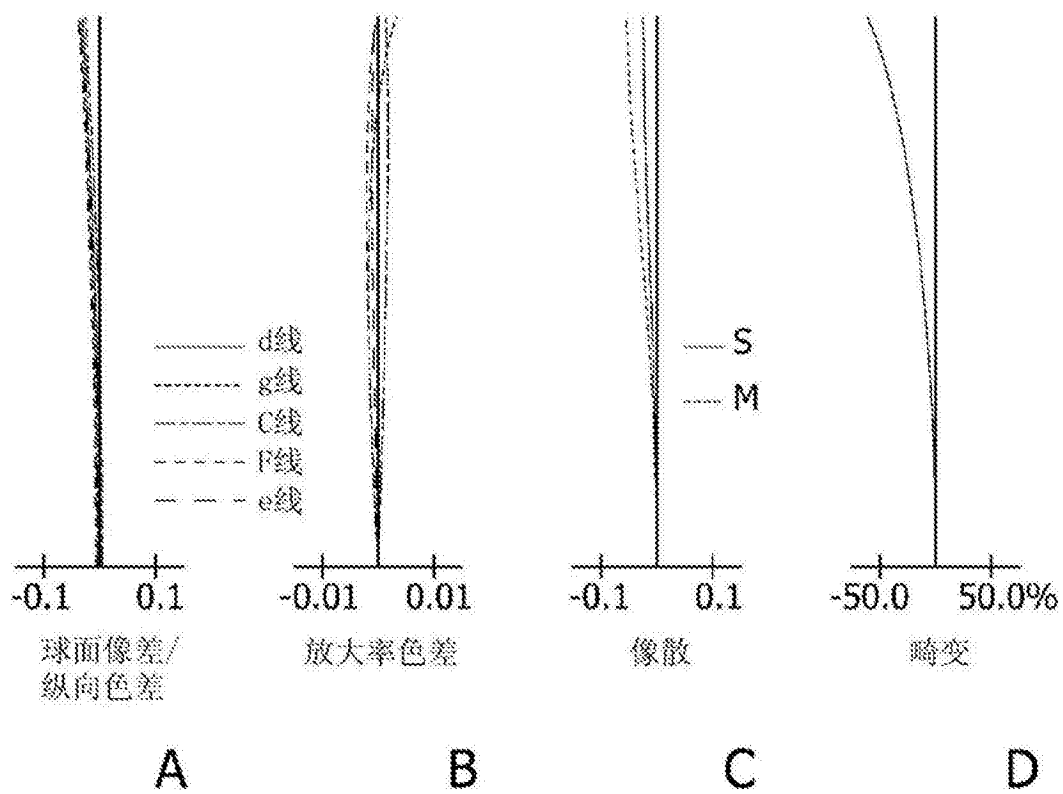


图 15

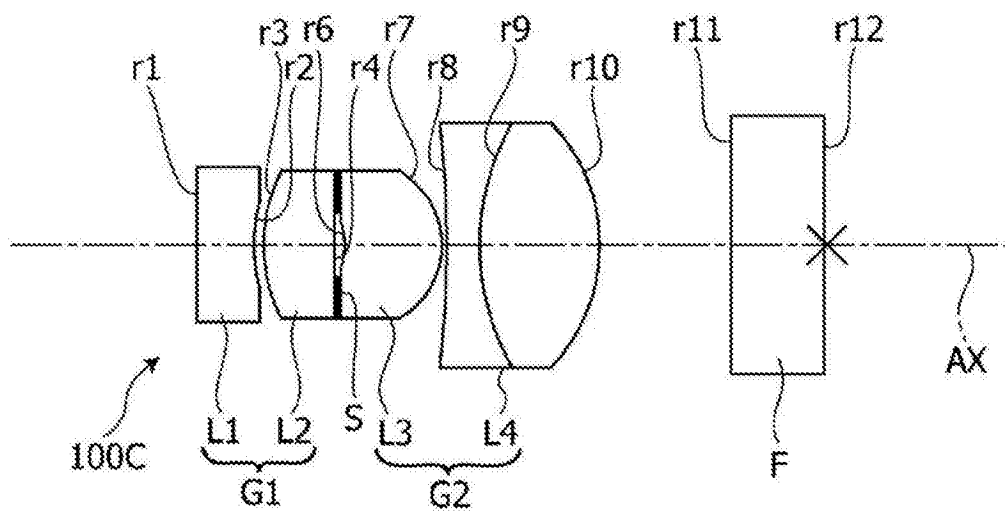


图 16

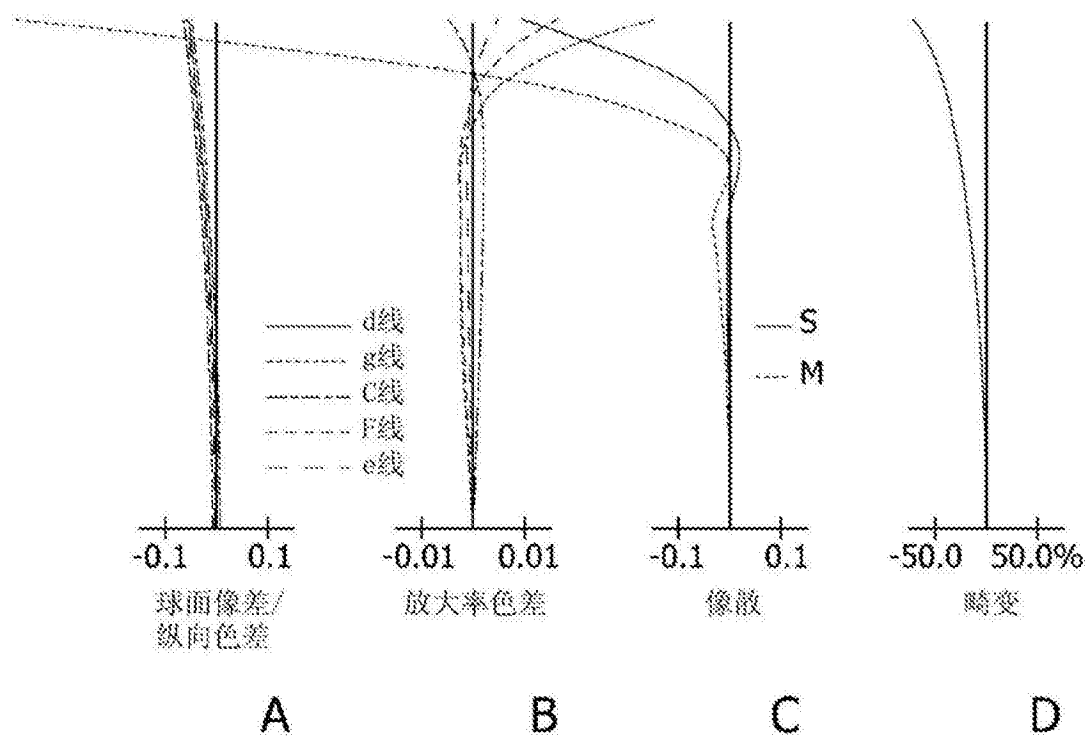


图 17

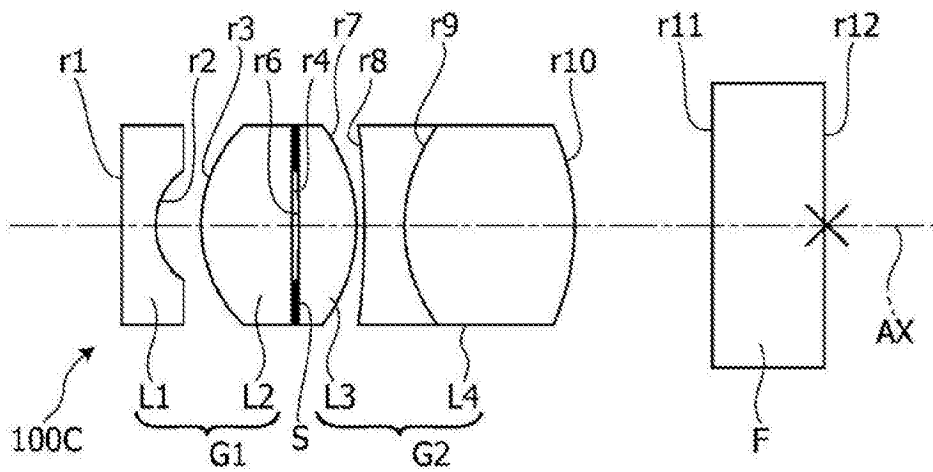


图 18

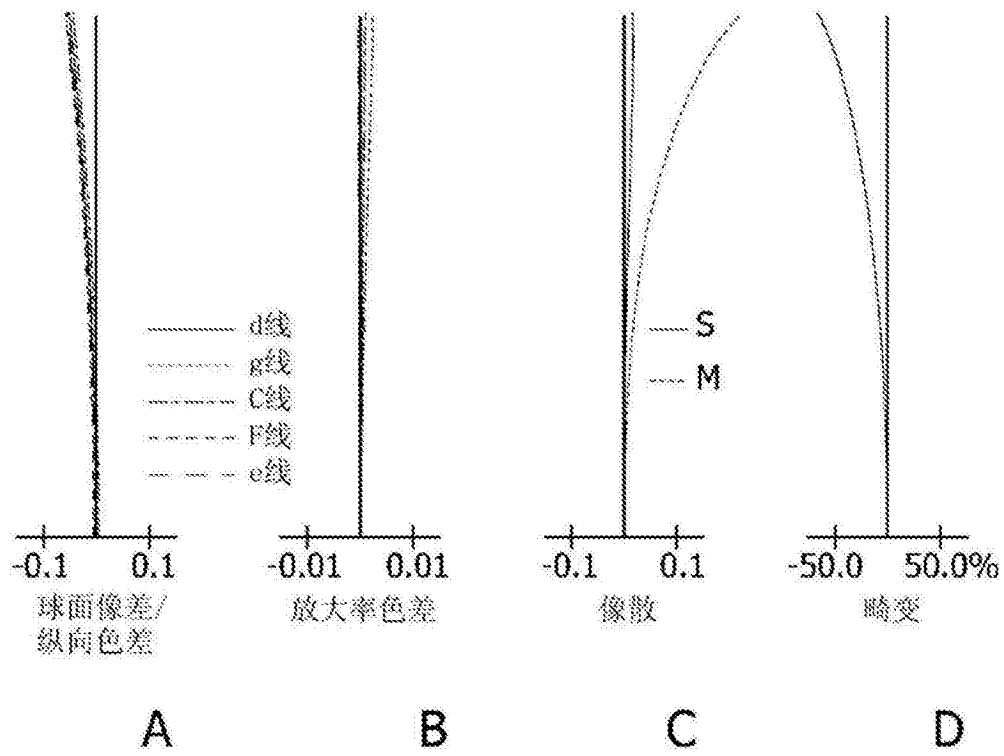


图 19

专利名称(译)	内窥镜光学系统以及内窥镜		
公开(公告)号	CN103370646B	公开(公告)日	2016-01-20
申请号	CN201280008221.2	申请日	2012-02-07
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	藤井宏明		
发明人	藤井宏明		
IPC分类号	G02B13/04 A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00163 G02B23/2438 A61B1/00174 G02B9/34 G02B13/0015 G02B13/04 G02B23/2423 G02B23/243		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
审查员(译)	孙晓康		
优先权	2011027091 2011-02-10 JP		
其他公开文献	CN103370646A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜光学系统，包括前组和后组，所述前组和所述后组依次从物体侧布置，使得孔径光阑布置在前组和后组之间，其中前组包括依次从物体侧布置的负透镜和正透镜，后组包括依次从物体侧布置的正透镜和胶合透镜，并且当 f （单位：毫米）表示整个内窥镜光学系统的焦距时， EX （单位：毫米）表示从图像平面到出射光瞳的距离（其在相对于图像平面的物体侧取负号），并且 f_2 （单位：毫米）表示后组的焦距，内窥镜光学系统满足条件： $-10 < EX/f < -6(1)$ ，以及 $1.15 < f_2/f < 1.35(2)$ 。

